

⑩ 日本国特許庁 (JP)

⑪ 特許

⑫ 公表特許公報 (A)

平

⑬ Int. Cl.⁵
A 61 B 5/14
G 01 N 33/49識別記号
S 10 W序内整理番号
7831-1C
7055-2G審査請求未請求
予端審査請求 有

部門 (

⑬ 公表 平成 3

⑭ 発明の名称 パルス酸素濃度計で使用される装置と方法

⑮ 特 願 平1-500119

⑯ 類訳文提出日 平2(1990)

⑭ 出 願 昭63(1988)10月5日

⑭ 國際出願 PCT/US

⑮ 優先権主張 ⑯ 1987年10月9日米国(US)⑯107,282

⑭ 國際公開番号 WO89/03

⑭ 発明者 マリノスカス、ドナルド

アメリカ合衆国06468コネチカット州モンロー、キ
イブ 15

⑭ 出願人 アドバンスド・メディカル・シ

アメリカ合衆国06514コネチカット州ハムデン、シ
ステムズ・インク ニュー 925

⑭ 代理人 弁理士 山崎 行造 外2名

⑭ 指定国 A T(広域特許), B E(広域特許), C H(広域特許), D E(広域特許), F R(広域特許), G I
(広域特許), J P, L U(広域特許), N L(広域特許), S E(広域特許)

⑯ (内容に変更なし)

請求範囲

1. ヒトまたは動物の選択された1つの四肢が、2つの異なる肢の電磁性に曝露されるパルス酸素濃度計を実施する方法において、

(a) それぞれ第1と第2の肢長をもつ電磁板の第1と第2のパルスを発生させる肢階であって、

前記第1パルスが第1パルス周波数で発生し、前記第2パルスが第2パルス周波数で発生する肢階、

(b) 前記第1パルスと第2パルスに選択された四肢を対応する肢階、

(c) 前記選択された四肢の近くの選択された部位において前記電磁板の強度に対応する増強信号を発生させる肢階であって、前記電磁信号が前記第1と第2の肢長を包含する肢長領域にわたって電磁強度に対応する肢階、

(d) 前記の肢階で発生された前記電磁信号を前記第1

請求項 2 の方法。

4. 前記第1肢長が赤色範囲にあり、赤外線範囲にある請求項1の方法。

5. 2つの肢長の電磁板を発生して1ルス酸素濃度計に使用する装置において、

(a) 第1肢長をもつ電磁板のパルスの第1肢階であって、前記パルスを発生する第1肢階、

(b) 第2肢長をもつ電磁板のパルスの第2肢階であって、前記パルスを発生する第2肢階、

(c) ヒトまたは動物の選択された四肢と第2パルスに間接に対応する肢階、

(d) 前記選択された四肢の近傍の選ける前記電磁強度を表示する電気信号の表示装置であって、該表示装置

特許平

作動的に発生され、前記第2パルス周波数またはその近傍に中心を置く第2帯域フィルタ装置であって、前記第2電気信号が前記選択された部位に付ける前記第2板環をもつ前記電磁波強度を表現する第2充電フィルタ装置。

6. 前記フィルタ装置によって発生された前記電気信号から前記第1パルス周波数を除去するために、前記第1帯域フィルタ装置に作用的に接続された第1電調装置、および前記フィルタ装置によって発生された前記電気信号から前記第2パルス周波数を除去するために、前記第2帯域フィルタ装置に作用的に接続された第2電調装置をさらに含んでいる請求項5の装置。

7. 前記第2板環装置が第1板環フィルタと並列の第1半波整流器を含み、どちらに前記第2板環装置が第2板環フィルタと並列の第2半波整流器を含んでいる請求項6の装置。

8. 前記第1装置が第1周波数分割器と並列の第1充電装置を含み、前記第1充電装置の動作周波数が前記第1パルス周波数の2倍であり、さらに、前記第2装置が第2周波数分割器と並列の第2充電装置を含み、前記第2装置の動作周波数が前記第2パルス周波数の2倍である請求項5の装置。

9. 前記第1装置と第2装置によって発生されるパルス強度を同時に変化させるための装置を含む請求項5の装置。

に応応する变换装置、

(1)該変換装置によって発生された前記電気信号を、前記第1板環と第2板環における前記変換装置装置の近傍での電磁波強度を表現する第1と第2の電気信号にそれぞれ分離するための装置であって、

前記第1電気信号を除去させるための、前記第1パルス周波数またはその近傍に中心を置く第1帯域フィルタ、および前記第2電気信号を除去させるための、前記第2パルス周波数またはその近傍に中心を置く第2帯域フィルタを含む分離装置、とを含む試験装置。

14. 前記分離用装置が前記第1と第2の帯域フィルタによって当じた電気信号を復元するための装置を含む請求項13の装置。

15. 前記復元装置が低域フィルタと並列の半波整流器を含む請求項14の装置。

16. 前記第1装置に第1周波数分割器と並列の第1充

10. 前記第1と第2の装置が非選択記号と第2のパルス周波数を発生装置。

11. 前記第1パルス周波数が約2300り、前記第2パルス周波数が約1200サヘル求項10の装置。

12. 前記第1装置が赤色両端の短脉を発生し、前記第2装置が赤外端両端のパルスを発生する請求項10の装置。

13. (a) 2つの異なる板長の電磁波強度を発生するための装置であって、

(1) 2つの異なる板長のうち短い板のパルスを発生するための第1装置ルスが第1パルス周波数で発生される

(11) 2つの異なる板長のうち長い板のパルスを発生するための第2装置ルスが第2パルス周波数で発生される

(iii) 前記第1と第2のパルスに応答するための装置とからなる構成装置

(b) 試験材料の近傍の選択された2つの異なる板長の板のそれぞれに応する装置であって、

(1) 試験板装置の近傍での電磁波強度を発生するための、選択された部屋であって、は板が前記第1装置と

四 四 案 や解(内容に該

パルス誘導装置で使用される
施設の背景1. 施設の領域

本発明は、診療器具に附し、特に先に駆除されず、88サイクルの平均をそれがなく、電気的に装置の吸収強度された診療器具に關する。

2. 装置の技術的範囲

診療器具は、由中吸収装置を測定する。歴史的にみると、これらの装置はおいて患者から採取された血液液体にされた。近年、非侵入性吸収装置が(無中吸収室)において重症患者をまた手術室で用意下の患者をモニター使用されている。初期の非侵入性吸

特許平3

— 脈搏血流量計と生体内酸素濃度計との比較 Comparison of a Pulse Oximeter with an Ear Oximeter and an in-Vivo Pulse Oximeter. ジュイ・クリン・モニット、J. Clin. Monit.、1 : 136 - 160 (1985) を参照されたい。

脈搏血流量計は下記のようにして吸収光和波を測定する： 1) 患者の四肢に、"赤" 放長や "IR" 放長のような 2つ以上の選択した波長の光を透過させる、2) その各波長について吸収を透過した光強度の絶対的変化を検出する、3) ランパート・ビールズ (Lambert-Beers) 透過光強度および選択した波長における透過光強度の波出率を用いて患者血波の吸収光和波を計算する。

本発明に先立って、患者の四肢は選択した波長に順にさらされた。すなわち最初は赤色の L 53 のような最初の光がしばらく点火され、次に消灯され、それから赤外線 (IR) を放射するしで口のようないくつかの光が点火され、次に消灯された。たとえば、U. S. 特許 4,187,931 号、4,192,230 号参照。あるいは、四肢に広帯はの波長の光を透過させ、過剰なフィルターを用いて赤外光を 2 つの成分に分離することが検証されている。U. S. 特許 3,909,450 号参照。

これら方法にはいずれも頻繁および/または適切な装置が必要となる。たとえば、赤色光線から 1 只を最初に分離できるフィルターは一般に高価である。また各波長に対して 1 枚ずつで合計 2 枚の光センサが、フィルター

でのアプローチに必要になる。したがってアプローチでは、多段などと使用する。ようやく、安価で、低い倍率をセンサするこことは困難である。

この類次逐光方式の場合には、装置に反射しているかを追跡しなければならず、がった光線が作用するようになるのを想が変化する強度の信号巡回部分の全過程が必要である。さらに、測定する時測定している光線に丁度相当し、2-測定していないことを保証するために、または「休止」 (dead) 時間を組み込みたい。なおまた光源は迅速に切替られる。延時間は、各オン-オフ/オン-オフ/次の出波盤やその他の特徴が実質上一致間に保たなければならぬ。

前記に加えて、2つのアプローチは、40 サイクル電源の影響を受ける。特に、び/または IR 放射は、吸収光和波は可能性がある。これらの波長はいずれも加熱放電管の結果として手術室でいる。吸収強度測定センサの位置は、距離の強度変化は、手術室内の人や壁に一些細な運動からも感じられる。さらに、在する放射量が一定であっても、これ

させることおよび/または信号/強度を低下させることがありうるので、既存の吸収濃度計に対してトラブルを与える。

周囲の放射線問題を避ける試みとして、既存の吸収濃度計にバックグラウンド放射線を矯正するため周囲の光路を導入し、センサに到達しする周囲の光路を最小にすることに設計されたカバーまたはその他の外装内にセンサを置いている。医学文献に記載されているような、これらの熱心な努力にもかかわらず、現在使用されている吸収濃度計は誤った測定値を与えており、周囲の放射線のために全く作動しなかったりすることがある。ブルックス (Brooks) 他、「赤外線ランプかパルス吸収濃度計に与える障害」 (Infrared Heat Lamp Interface with Pulse Oximeters)、Anesthesiology、61 : 980 (1984)。

周囲の放射線問題以外に、既存の吸収濃度計には以下

の問題はセンサやセンサケーブルをどうな透過強度は吸収濃度計全体のコストをさせる。まだ一般に知られているように電線の影響を完全に除去することは、センサの換算には、透波によってとは非常に困難である。

発明の範囲

技術が前記の上うな状況にあるため、周囲の光や 40 サイクル電源によるに影響されない改良された吸収濃度計である。さらに詳しくいうと、センサが直接なしに周囲の光のなかで使用でき、検波対を提供することが本発明の目的。もう一つの目的は、既存の吸収濃度計で、製造経費がかからない改良されたすることである。

特許平

スが第2パルス周波数で発生される段階、

(b) 四段を除く1パルスと第2パルスに重複する段階、

(c) 四段の近くの重複された記録信号、たとえば倍の場合には、パルスに埋蔵されている指の侧面の反対側の記録凹面における第1及び第2波長の電気信号強度を含む電磁波強度に相当する電気信号を発生する段階、

(d) 段階(c)で発生された電気信号を第1パルス周波数における第1振幅変調電気信号および第2パルス周波数における第2振幅変調電気信号に分離する段階、

(e) 第1と第2の電気信号を強調する段階。

本発明はその他の様相に応じて、以下の各項から構成されている創意方針を実施する装置を提供する：

(a) 第1波長を持つ第1パルス周波数において光パルスを発生する第1光パルス発生器、

(b) 第2波長を持つ第2パルス周波数において光パルスを発生する第2光パルス発生器、

(c) 第1と第2のパルスに患者の四肢を曝露する装置、すなわち患者の脛に赤色LEDとIRLEDを複数する装置、

(d) 腹部部位における電磁波強度を強調する電気信号を発生するための、第1および第2波長をもつ電磁波に応応する変換器、

(e) 第1振幅変調電気信号を発生するための、第1パルス周波数またはその近傍に中心を含めた第1振幅フィルタ、

(f) 第2振幅変調電気信号を発生するパルス周波数またはその近傍に中心を含むルタ、

(g) 第1振幅変調電気信号から第1統するための第1復調器、

(h) 第2振幅変調電気信号から第2統するための第2復調器。

ある種の好みの実施形態では、パルスの周波数は非混合性周波数であるらはそれらの高調波が重複しない周波別好みの実施形態では、第1および生器によって発生される光パルスの強調器が容易に実現できるように通常制

制入されて特許明細書の一部を構成図は、本発明の好みの実施形態を圖一體になって本発明の原理を説明する。

図面の簡単な説明

第1A図と第1B図は、本発明の装置(第1A図)とパルス検出部(第1B図)典型的な構成の組立体を図示するプロ

第2図は、第1A図のパルス発生部の構成を示している。

第3図と4は、第1B図のパルス検出部の構成を示している。

好みの実施形態の説明

図については、本発明の実施に使用できる典型的な構成の組立体が第1A図に示されている。特に第1A図には、2つの異なった段階、すなわち赤色光LEDとIRLEDと1.1波長において、また2つの異なるパルス周波数すなわち2,328ヘルツと、3,000ヘルツにおいて電磁波パルスを発生するためのパルス発生組立体10が示されている。

組立体10には赤色LED20と赤外線LED22、赤LED24を駆動する電圧調節定電圧ドライバ16,18並びに、これらの定電圧ドライバ駆動用の発振器12,14が含まれている。第3A図の切入端に示されているように、この発振器は定電圧ドライバからLED20,22に矩形波電圧を供給させる。組立体10の基本周波数は発振器の周波数と一致している。発振が振盪であることによって、LED20,22は、発振周波数に準じるパルス周期であ

るによって発生した電気信号から適切に選択される。

発振器12,14の周波数をほとんど高く選定されるので、調制器13(下記で発生される電気信号の検出器組立体)による波波によって60サイクルである。一方で、調制器の周波数は、調制要因を回避するために、あまり高くないように、2,900サイクル/秒や3,000サイクル/秒でうまく作動することが求められる。これらの周波数の最適の3つの奇数倍は8900,11500もしくは10108ヘルツと1.は17398ヘルツであり、従ってこれらはである。8900と11500ヘルツ以外の周波数の実施に使用である。

発振用定電圧ドライバが組立体10

せる先行技術の既存回路計には採用されていなかった。

第2図には、起立体10に使用できる特定の構成が示されている。この図に示されているように、光センサ12.14は、それぞれ約1600ヘルツと1800ヘルツで変換するタイマ28.29、このタイマの出力周波数を半分に分割するJ-エクリップフロップ、並びに光電流ドライバ用の安定信号および十分な入力電流を供給するバッファ34.36から構成できる。聲音のない電源(図示せず)は、タイマ28.29用のドライバ電圧V_Dを発生するのに使用される。この電圧と同じトランジistor型の電圧がLED22, 28にも供給される。もう1つの聲音のない電源(図示せず)が、第2図ならびに第3図と4に示された動作增幅器に動作電源を供給するのに使用される。

タイマ28.29の角周波数は、抵抗88,99,99とC2,43, 44をそれぞれ選択して決定される。そうでなければ、IRと赤色光パルスを発生するのに、調整回路部品が使用される。(調整回路部品は、第4図の整流器や低減フィルタにも使用される。)タイマ28.29とクリップフロップ30.32の組合せが、できるだけ美しいオンとオフの時間ももつ矩形波信号を出すのに使用される。これによって変換器13によって発生される信号の供給時間間隔の量が最小になり、赤色光の射入に対応する信号から変換器へ射入する赤色光に対応する信号を分離する性能が向上する。

第2図に示されているように、バッファ34.36の出力

をもつパルス光のみに反応するように制御されているから、変換器は外部光から遮蔽する必要はないので出るが、必要に応じて周囲光干渉の可能性をさらに低減するため、その上うな遮蔽を利用してよい。

変換器13は、LED26とLED22のどちらかによって駆動される鏡面をもつ光に反応するように設計されている。変換器13は、たとえば赤色と赤外光に低敏な反射光検出器であると最も評価度である。

変換器13は、それに入射する光の強度に対応する電気信号を発生する。LED21から出る光の強度は、電気信号は、変換器12の反射鏡の矩形波パルス、各パルスの強度、したがって変換器13によって発生した電気信号の強度などから並として構成されており、それはLED28から変換器13へ通過する途中でパルスが受けた吸収によって構成する。同時に、しらり21から出る光の場合は、電気信号はやはり並んで矩形波パルスから構成されているが、

特表

は遮蔽制御用電流ドライバに供給され、バッファ34.36は固定されているように、回路34.36の出力と比較する高感動性増幅器が動作増幅器の出力に接続され、LED22とから構成されている。LED22の動作電流は、タップTP1とTP2間によって選択されている。両端入力に、約2800ヘルツのパルス周波数をLED20を通過するが、これに射し込むであるが、約3000ヘルツの周波数をLED22を通過する。

LED26,28を通過するパルス電力は、たとえば患者のひとさし指など、そこで反射するパルス光を発生光が変換器13と検出器組立体ノによるにおいては変換器13およびLED26によって患者四肢に取付けられ、ケーブル、封緘部の端りの部分に接続される。またはその他の取付器具が四肢にしめてそのに使用できる。

検出器組立体ノ24は66サイクル子を交換器とともにシールドケーブルを有する。手筋の可動性をさらに低下させじてそのようなケーブルを使用して検出器組立体は発振器12.14(下記)

したがって、変換器13によって駆動が絶対的に変化する矩形波から探し方をすると、変換器13は振幅変調:振幅変調電気信号を発生するが、これを発生するのに使用される電源信号:反射鏡をもつ反射波、および変換器13の強度の変化、すなわち患者の拍動、肢の通過および(または)反射の側に含まれる強度の変化に対応する、回り構成されている。

LED26とLED28は同時にパルス、変換器13によって発生する電流ノ周波数の矩形波調矩形波パルスと発生電流ノ周波数の矩形波パルスの位置から構成:らに、この電気信号には周波光、60°の他の組合せなどによって生じる端

特表平3-

既に特許第514は、光送信の基準比レベルの変化に適応するように弱音が変化するのが好ましい。さらに增幅器は、60サイクルやその他の低周波数による干渉、たとえば減振器19によって作られる信号にありうる外部光の干渉を除去できるように光波上60ヘルツ以上の下限遮断周波数をもつことが好ましい。(特許フィルタ36,58も検出器組立体ノ21によって作られる減振信号から低周波数干渉を除去することに由来。)もちろん、下限遮断周波数は2つの送信周波数のうちの低い方より十分に低いものでなければならぬ。同様に、増幅器の上限遮断周波数は2つの接続用周波数の高いものより十分に高くなければならない。実際に、2300ヘルツと2900ヘルツの接続用周波数に対しては、約1キロヘルツと10キロヘルツの間の周波数を通過させる増幅器が有効に作動することが明らかにされた。

第18図に示すように、特許フィルタ36,58は、それぞれ2つの周波数78.74,78と18.80,82から構成されている。実効において、3周波の選択は、高周波数と低周波数の両方の選択を用いるのに十分であり、減振器19における光強度の変化に対する減振信号を通過させるのに十分な接続用周波数の選択幅を与えることが明らかにされた。もちろん、必要に応じて使用する段数は増減できる。

特許第80,82は、減振信号から空洞信号を分離するのに使用される。減振通過用部品の組成、同調共振など

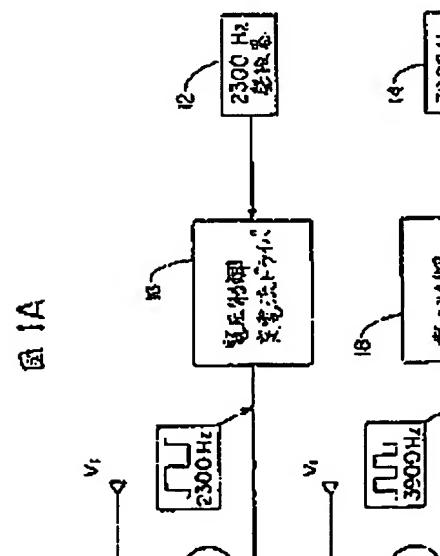
を含む各段の使用技術が使用できる。68,70と特許第80,82の直列使用が第1ている。この複雑技術は実地で容易に実現によって生じる周波数変動による遮断の現する疊合信号を効果的に発生することである。

第3回及び第4回には、検出器組立体の特殊な部品が示されている。第3回に示すように遮断器54は高周動作遮断器34と39からなる。遮断器54の結合部38はスイッチ31でスイッチ第3回では遮断器の状態が示されスイッチを変換するより、遮断器遮断の開を電子的に制御するのがよい。増幅器部抵抗90,92とコンデンサ94は、遮断器する入力インピーダンスを増幅器に与えられる。

同様に特許フィルタ36,58にも高周動作される。抵抗100,102,104とコンデンサは、各段フィルタ78,74,78がほぼ2300ヘルツように選択される。同様に抵抗108,110も各段フィルタ78,88,82が2300ヘルツに中心をもつように選択される。実際には2300ヘルツの信号の間で-3dBより大き示すことが明らかにされた。

特許フィルタの出力は、第2回に示された遮断器と低周波フィルタ回路とに供給される。特に高周動作遮断器112とこれに組合されたダイオード114,116は、フィルタ36,58によって作られた信号の負の部分を取り除く。遮断増幅器118とこれに組合された部品は、空洞信号から接続用信号を取り除く低周波フィルタを形成し、検出器部の最終出力を形成する。検出器組立体によって作成される出力信号は、たとえば、マイクロプロセッサによって計算し、振幅の振幅飽和度の臨時的変化を表示させるのに適している。

本発明の特徴の実施構成が説明され、表示されてもいるが、改変が本発明の構成や前回に反することなく実現できることを認めるべきである。たとえば本発明は、パルス放電組成別定以外の領域で、1つ以上の波長の光に遮断材料をさらして反応を記録することにも使用できる。また、本発明は、前者の四種の赤色光と赤外光への



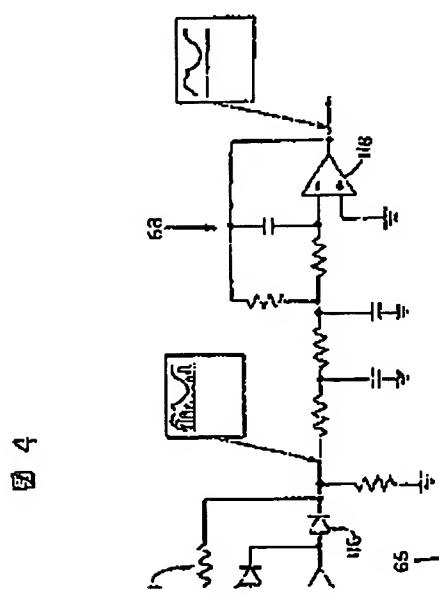
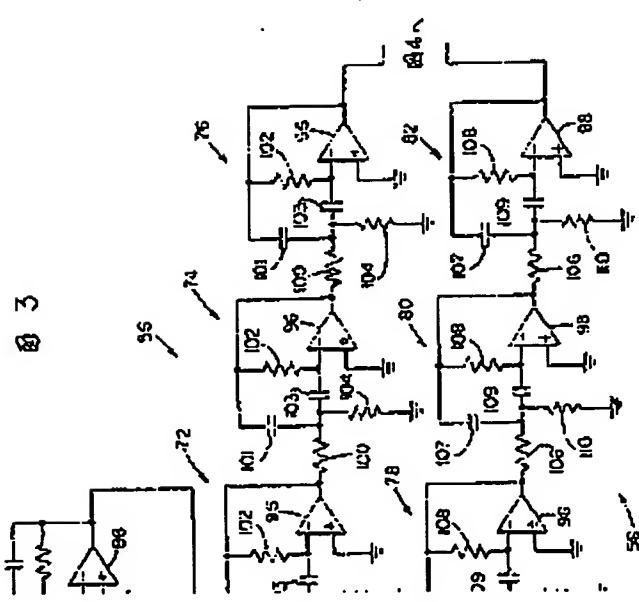


图 3

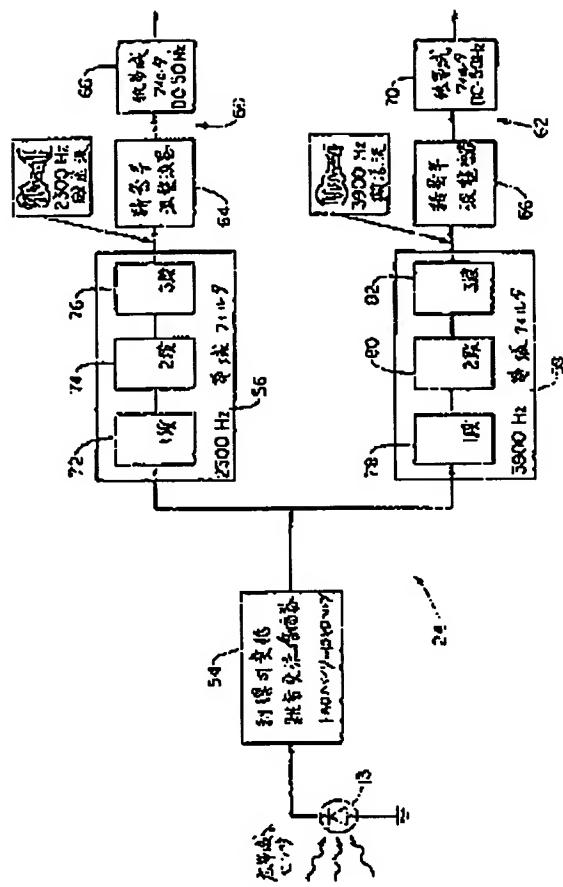


图 2

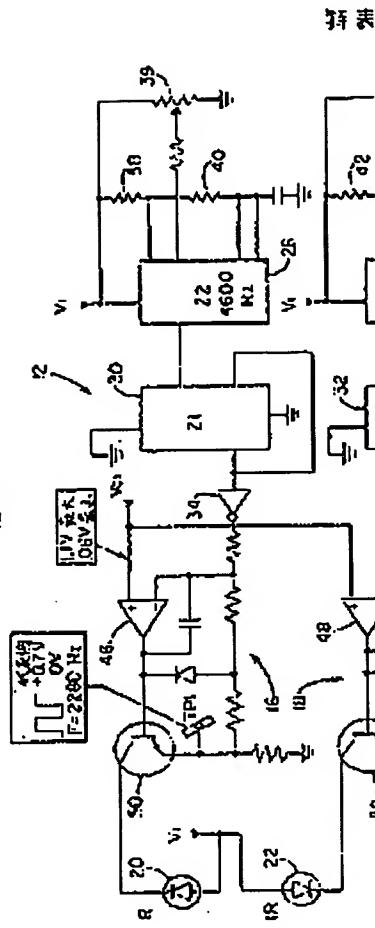


图 3

图 4

手 絡 補 正 緯 (自界)

印成2年 4月26日

સાહિત્ય અનુષ્ઠાન

1 標特の表示
国際出願番号 PCT/US68/03466

2 指明の名義 パルス酸素濃度計で使用される装置と方法

3 紹介する書
事件との関係 翻訳出版人
名前 アドバンスド・メディカル・システムズ・インク

4 代理人 佐野千代 住 所 東京都千代田区永田町1丁目11番28号
相互永田町ビルディング 8階 電話 561-9371
氏名 (7101) 井健士 山岡 行送 岡 所
氏名 (7503) 井健士 水村 伸 所
氏名 (9766) 井健士 日野 伸 男 井口

5 検正命令の日付

6 検正の対象 明確化及び請求の範囲の勘証文。

7 納正の内容
別紙のとおり（内容に変更なし）。

方器式正